Aus der Chirurgischen Universitätsklinik in Marburg
Direktor: Prof. Dr. med. H. Hamelmann

UNTERSUCHUNGEN ÜBER DAS VERHALTEN DER SPANNUNGSSIGNALE IM INTRAKARDIALEN ELEKTROGRAMM BEI BELASTUNG MIT WIDERSTÄNDEN ZUR VERMEIDUNG DES ENTRANCEBLOCK VON HERZSCHRITTMACHERN

INAUGURAL-DISSERTATION
zur
Erlangung des Doktorgrades der Zahnheilkunde

dem Fachbereich Humanmedizin
der Philipps-Universität Marburg
vorgelegt von

ULRICH KEMPKES
aus Mülheim

Marburg 1978

Druck: Görich & Weiershäuser, Marburg

Aus der Chirurgischen Universitätsklinik in Marburg
Direktor: Prof. Dr. med. H. Hamelmann

UNTERSUCHUNGEN ÜBER DAS VERHALTEN DER SPANNUNGSSIGNALE IM INTRAKARDIALEN ELEKTROGRAMM BEI BELASTUNG MIT WIDERSTÄNDEN ZUR VERMEIDUNG DES ENTRANCEBLOCK VON HERZSCHRITTMACHERN

INAUGURAL-DISSERTATION
zur
Erlangung des Doktorgrades der Zahnheilkunde

dem Fachbereich Humanmedizin
der Philipps-Universität Marburg
vorgelegt von

ULRICH KEMPKES
aus Mülheim

Marburg 1978

Druck: Görich & Weiershäuser, Marburg

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Angenommen vom Fachbereich Humanmedizin
der Philipps-Universität Marburg am

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs

Dekan: Prof. Dr. med. F. NEURATH

Referent: Dr. med. C.-G. SCHMITT

Korreferent: Prof. Dr. med., Dr. med. dent. H.-J. HERING

Meinen lieben Eltern gewidmet

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41546009_0081

INHALTSVERZEICHNIS

		Seite
1.	Einleitung: Die Geschichte der Herzschrittmacher-therapie, ein kurzer Überblick	1
2.	Problematik	5
3.	Methode	10
3.1.	Operationstechnik	10
3.2.	Messungen	11
3.2.1.	Das intrakardiale Elektrogramm	11
3.2.2.	Meßgeräte	13
3.2.3.	Technik und Funktionsweise des Alarmschreibers Hellige 21809606	16
3.2.4.	Der UV-Schreiber	16
3.2.5.	Technik und Funktionsweise des UV-Schreibers	16
3.3.	Ablauf des Meßprogramms	18
3.4.	Erfassung des statistischen Materials	23
3.4.1.	Ausmessung der EKG	23
3.4.2.	Einordnen in Kollektive nach Elektrodentyp	23
4.	Auswertung und Ergebnisse	27
4.1.	Oberblick	27
4.2.	Spannungsverhalten	31
4.2.1.	Messungen mit konventionellem EKG-Schreiber	31
4.2.2.	Messungen mit dem UV-Schreiber	34
4.2.3.	Häufigkeiten der Spannungen	38

Seite

4.3. Innenwiderstand des "Generators Herz" 46

4.4. Vergleich UV-Schreiber und Thermoschreiber 49

4.5. Vergleich der intrakardialen Spannungssignale mit den Meßwerten des ERA 2 (Biotronik) 49

5. Diskussion 52

6. Zusammenfassung 59

7. Literaturverzeichnis 61

1. EINLEITUNG

Die Geschichte der Herzschrittmachertherapie, ein kurzer Oberblick:

Der Gedanke, ein stillstehendes Herz mit Hilfe des elektrischen Stroms künstlich wiederzubeleben, beschäftigt die medizinische Wissenschaft schon seit dem letzten Jahrhundert. 1930 berichtete HYMAN (19) in seinen Ausführungen über die Wiederbelebung des stillstehenden Herzens, daß nicht nur die Massage oder das Anstoßen des Herzens, sondern auch ein Nadelstich zur Kontraktion des Herzmuskels führt.

Zwei Jahre später beschrieb er (20) erstmals ein Gerät zur elektrischen Reizung des Herzens, das er als "artificial pacemaker of the heart" bezeichnete. Es wurde in modifizierter Form von SIEMENS und HALSKE gebaut und in Notfallzentren verwendet. 1952 wurde von ZOLL ein externes Reizgerät vorgestellt, das als Defibrillator und Stimulator funktionierte (45). Er berichtete von zwei Fällen, bei denen mit Hilfe einer über der Herzspitze subkutan angebrachten Nadelelektrode als Kathode und einer Brustwandelektrode als Anode eine erfolgreiche Wiederbelebung des Herzens gelang. Diese Methode war natürlich zur dauerhaften Anwendung nicht geeignet.

Die Stimulation des Herzens über transvenös-endokardiale Elektroden wurde 1958 zum ersten Mal von FURMAN beschrieben (13, 14, 15). SCHWEDEL und ESCHER veröffentlichten

1963 Erfahrungsberichte über die endokardial-ventrikuläre Stimulation mit unipolaren und bipolaren Katheterelektroden (40); auch hier wurden externe Schrittmacher verwendet. Erst die Entwicklung kleiner Batterien und die Erfindung des Transistors machten die Entstehung eines vollständig inkorporierbaren Kleinschrittmachers möglich, so daß das Problem der offenen Verbindung zwischen externem Impulsgeber und Reizort mit der Gefahr der Sekundärinfektion überwunden war.

Im Oktober 1958 implantierten SENNING und ELMQUIST den ersten Herzschrittmacher unter die Haut eines Patienten (7). Es wurde eine bipolare myokardiale Elektrode verwendet, der Impulsgeber wurde von einer Nickelcadmiumzelle betrieben, die induktiv von außen aufgeladen werden mußte. Ein entscheidender Fortschritt war die Entwicklung von Schrittmachern mit eigener Energiequelle und es war CHARDACK, der 1960 erstmals einen Schrittmacher mit bipolarer Elektrode implantierte, der über eine Quecksilberzelle als Batterie betrieben wurde (4).

Von LAGERGREN und JOHANSSON wurden 1962 erstmals unipolare transvenös-endokardiale Elektroden für die dauerhafte Stimulation des Herzens mit implantierbaren Schrittmachern verwendet (23). Durch die Entwicklung dieser Methode konnten nicht nur die Risiken der Thorakotomie - insbesondere für alte Menschen - vermieden werden, sondern es wurde auch

möglich, Schrittmacherimplantationen in Lokalanästhesie vorzunehmen.

Die ersten und ältesten Schrittmachertypen waren sogenannte fixfrequente Herzschrittmacher. Ihr Nachteil besteht darin, daß sie bei intermittierenden Reizleitungsstörungen zur Parasystolie führen. Seit den Jahren 1965/66 stehen Demand-Schrittmacher (Bedarfsschrittmacher) zur Verfügung. NEVILLE u.a. (27) legten 1966 die ersten Berichte über ihre Erfahrungen mit implantierbaren Demand-Schrittmachern vor. Zur gleichen Zeit kam es zur Entwicklung der Stand by- oder sogenannten QRS-synchronisierten Schrittmacher, über deren Verwendung erstmals PARSONNET im Jahre 1966 berichtete (29). Vorhofsynchronisierte Schrittmachersysteme wurden zuerst von FOLKMAN und WATKINS beschrieben (9).
In den letzten Jahren wurden die Energiequellen - Radionukleidbatterien, Lithiumbatterien usw. - sowie die Elektronik der Herzschrittmachersysteme weiterentwickelt.

Derzeit können folgende Schrittmacherarten unterschieden werden:

1. Fixfrequente (asynchrone oder parasystolische) Schrittmacher
2. Gesteuerte (nicht parasystolische) Schrittmacher als
   a) QRS-inhibierte (on demand)
   b) QRS-synchronisierte (stand by) oder als
   c) vorhofgesteuerte Impulsgeber

3. Sonderformen (z.B. bifokale oder sequentielle Schrittmacher, Tachykardie - Schrittmacher)

Die Reizung erfolgt entweder über uni- oder bipolare Elektroden, die epi-, myo- oder endokardial am Herzen fixiert sind.

2. PROBLEMATIK

Das Prinzip der elektrischen Stimulation des Herzens mit Bedarfsschrittmachern beruht auf einem Regelkreis zwischen Herz und Impulsgeber, der elektrisch über Elektrode und Gewebe geschlossen ist. Die Spannung des Reizes liegt in der Größenordnung von 5 Volt, die Stromstärke im Bereich einiger tausendstel Ampere und die Impulsdauer meist unter einer tausendstel Sekunde. Der Schrittmacher soll mit einer Impulsfrequenz von 60 - 70 min^{-1} reizen, jedoch nur dann, wenn Bedarf besteht. Mit Ausnahme der vorhofgesteuerten und bifokalen Schrittmacher, die über ein System von 2 Elektroden an das Herz angeschlossen sind, übernimmt eine einzige Elektrode zwei Funktionen: Sie dient der Stimulation und dem Empfang des kardialen Eigenpotentials, das zur Steuerung, d.h. Inhibierung oder Synchronisation des Schrittmachers notwendig ist.

Nur bei einwandfreiem Funktionieren beider Systeme entsteht ein geordnetes "Nebeneinander" von Eigenrhythmus und Stimulation, so daß Überlagerungen von Eigenaktionen und Fremdimpulsen des Schrittmachers, sogenannte Parasystolien, die früher häufig bei starrfrequenten Schrittmachertypen beobachtet wurden, vermieden werden.

Aus der Komplexität des technisch-biologischen Systems Herzschrittmacher-Elektrode-Herz mit seinen individuellen

pathophysiologischen Veränderungen ergibt sich die Notwendigkeit eines Meßprogramms, damit der für den einzelnen Patienten richtige Schrittmacher implantiert werden kann und der richtige Elektrodenreizort gewählt werden kann. Der Schrittmacher soll dem Herzen über eine Elektrode einen Stromimpuls zuführen, der ausreichend stark ist, um eine Depolarisation mit nachfolgender Kontraktion des Herzmuskels zu bewirken.

Wie aus der Physiologie bekannt, gilt auch hier die Alles-oder-Nichts-Regel. Das heißt, soll es zu einer fortgeleiteten Erregung kommen, so muß der entsprechende elektrische Impuls über einer bestimmten Schwelle liegen. Diese Reizschwelle ist gerade bei Patienten mit Herzerkrankungen individuell verschieden und ist außerdem von der Impulsbreite abhängig (32). Es müssen daher Reizschwellen in Spannung und Stromstärke während der Operation gemessen werden, und zwar bei Impulsbreiten, die denen der verwendeten Schrittmacher entsprechen. Bei exakter Messung unter Standardbedingungen und konstanter Elektrodenlage können so Störungen der Stimulationsfunktion des Schrittmachers (Exitblock) vermieden werden.

Jeder Bedarfsschrittmacher benötigt zu seiner Steuerung eine Information vom Herzen, die über die Elektrode als intrakardiales Elektrogramm abgeleitet wird. Die aufgezeichneten Erregungsabläufe geben Auskunft über die Stabilität der Elektrodenlage sowie über die Größe des Signals der Kammererregung für den Schrittmacher. Zur Steuerung,

Synchronisation oder Inhibierung muß die Energie des "Generators Herz" über der Empfindlichkeitsschwelle des Schrittmachers liegen. Reicht die Spannung nicht aus, um den Schrittmacher zu inhibieren, so kommt es zum klinischen Bild des Entranceblock. Der Schrittmacher stimuliert trotz eigener Erregungsbildung im Herzen, die Folge sind Parasystolien, die eventuell zum Kammerflimmern führen können.

Die Tatsache, daß bei einigen Patienten mit Devices-Schrittmachern, die damals in Marburg noch implantiert wurden, gehäuft Entranceblock-Bilder auftraten, obwohl das intrakardiale Elektrogramm nicht nur auf eine stabile Elektrodenlage schließen ließ, sondern auch Spannungen aufzeichnete, die bei der von den Herstellern angegebenen Empfindlichkeitsschwelle zur Steuerung hätten ausreichen müssen, war Anlaß dieser Untersuchungen.

Die Vermutung lag nahe, daß auf Grund eines zu geringen Eingangsinnenwiderstandes des Schrittmachers die zur Triggerung notwendige Spannung zusammenbricht und dann nicht ausreicht, um das Reizgerät zu inhibieren. Wir untersuchten daraufhin die Amplitudenveränderungen des intrakardialen Elektrogramms bei Belastung mit einem Schrittmachereingangsinnenwiderstand und Ersatzschaltungen. Da die Herstellerfirmen keine Angaben über die Impedanzen ihrer Schrittmachertypen machen, mußten diese vorher gemessen

werden (36). Bei der Untersuchung der Frage, wie sich das intrakardiale Elektrogramm unter Belastung mit Schrittmacher-entsprechenden-Widerständen verhält, wurden auch Veränderungen der Bandbreite des kardialen Signals beobachtet, doch konnte dieses Phänomen wegen des dazu erforderlichen hohen apparativen Aufwandes bisher noch nicht weiter untersucht und analysiert werden.

Untersuchungen über die Belastbarkeit des intrakardialen Elektrogramms sind auch in anderer Hinsicht von Interesse: In den letzten Jahren ist auf verschiedenen Wegen versucht worden, durch technische Veränderungen der Elektrodensysteme und des Impulsgenerators dem Ziel einer möglichst langdauernden Funktion des Herzschrittmachers näher zu kommen und zwar durch Verbesserung der Energiequellen (z.B. Lithium und Plutonium betriebene Herzschrittmacher), durch Verminderung des Energieverbrauches innerhalb der Schrittmacherschaltung und durch Verminderung der für die Stimulation notwendigen Energie, zum Beispiel durch Verkleinerung der Elektrodenoberfläche. IRNICH schreibt dazu (21):

"Aber auch bei konventioneller Batterieversorgung kann die Lebensdauer erhöht werden durch folgende Maßnahmen:

1. Wahl der Elektroden mit kleinerer Oberfläche, hierdurch wird die Stromentnahme verringert bei gleichzeitiger Senkung der Schwelle,

2. etc....."

Die Verkleinerung der Elektrodenoberfläche verringert also den Energiefluß sowohl zum Herzen als auch in umgekehrter Richtung den Stromfluß zur Steuerung des Schrittmachers.

Um der Gefahr des Entranceblock zu begegnen, ist es also auch in dieser Hinsicht notwendig, exakte Messungen und Untersuchungen über die Belastbarkeit des intrakardialen EKG, gerade bei Verwendung von Elektroden mit verkleinerten Oberflächen, vorzunehmen.

3. METHODE

3.1. Operationstechnik

In Marburg werden zur permanenten Schrittmacherstimulation des Herzens ausschließlich transvenöse Elektroden verwendet, die in Lokalanästhesie von der Vena cephalica rechts zum Boden des rechten Ventrikels vorgeschoben werden. Der Schrittmacher wird vom gleichen Schnitt aus präpektoral subkutan implantiert.

Über dem Sulcus deltoideo-pectoralis (Verbindungslinie Klavikulamitte - Ende der Axillarfalte) wird zunächst ein etwa 6 cm langer Hautschnitt gelegt. Nach Darstellung des Sulcus wird die Vena cephalica aufgesucht, nach distal mit Mersilene ligiert und proximal eine Ligatur vorgelegt. Nach Eröffnung der Vene wird die Elektrode unter Röntgensichtkontrolle mit ihrer Spitze an den Boden des rechten Ventrikels etwa spitzenwärts der Mitte zwischen rechter Atrioventrikularklappe und Herzspitze plaziert. Nach Ablauf eines speziell entwickelten Meßprogramms (Reizschwellen, intrakardialer Übergangswiderstand, Aufzeichnung eines intrakavitären Elektrogramms, etc.) (32) wird der Führungsdraht entfernt und die Elektrode mit der vorgesehenen Ligatur an der Vena cephalica befestigt. Anschliessend wird nochmals eine Ligatur gelegt, wobei sorgfältig darauf geachtet wird, daß die Venenwand frei von Fett- und Bindegewebe ist. Zur Sicherheit wird die Elektrode

mit dem belassenen freien Ende der distalen Venenligatur nochmals befestigt, um ein Lösen der Elektrode an der Einführungsstelle mit Sicherheit zu vermeiden. Anschliessend wird die Elektrode soweit gekürzt bis nur noch ein etwa 8 cm langes Ende der Implantationsstelle herausragt (39). Nach Anbringen eines entsprechenden Adapters wird der Pacemaker in das vorher stumpf digital präparierte Schrittmacherbett eingebracht, das subkutane Gewebe mit Chromkatgut oder Dexon genäht und die Haut mit Rückstichnähten verschlossen.
Ist die Vena cephalica thrombosiert oder nicht angelegt (etwa 6 % der Fälle) (39), so wird die Elektrode über eine Muskelvene der Pektoralisgruppe implantiert. Die Dauer des Eingriffs beträgt etwa 1/2 Stunde.

3.2. Messungen

3.2.1. Das intrakardiale Elektrogramm

Neben der Überwachung des Patienten während der Schrittmacheroperation durch Sichtkontrolle und Aufzeichnungsmöglichkeit eines EKG mit Standardableitungen wird in Marburg seit 1975 das intrakardiale Elektrogramm zwischen Schrittmacherbett und Elektrode abgeleitet. Die oben genannte Problematik gab Anlaß zu der Überlegung, daß das intrakardiale Signal durch den Eingangsinnenwiderstand des Schrittmachers eine Veränderung erfährt. Die Eingangsimpedanzen der gebräuchlichen Impulsgeber liegen zwischen 3 und 30 K Ω (31). Dementsprechend wurde bei unseren Unter-

suchungen das intrakardiale Elektrogramm den Eingangsinnenwiderständen der Schrittmacher entsprechend mit ohmschen Widerständen und mit einer isolierten Schrittmacherschaltung (Devices 3821 RC = 2,8 KOhm) belastet. Die Untersuchungen sollten Aufschluß über die Frage geben, ob bei entsprechender Belastung die verbleibende Spannung noch ausreicht, um den Schrittmacher zu steuern.

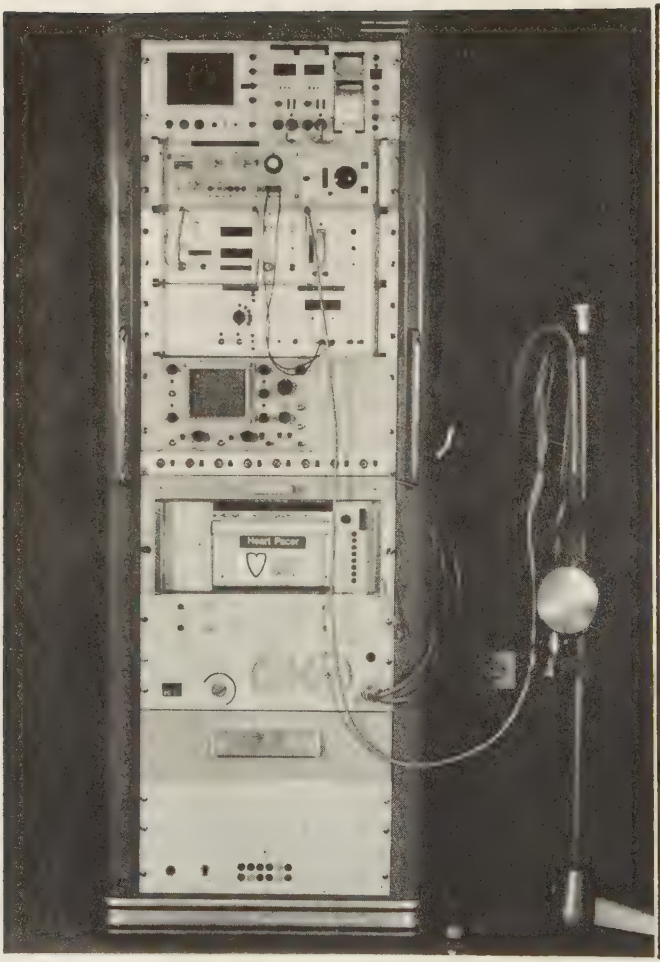
Das intrakardiale Elektrogramm wurde mit einer Widerstandsreihe - ohne, 5, 10, 20, 100 k Ω - und einer isolierten Schaltung eines 3821 RC-Schrittmachers (Devices) belastet und - um möglichst genaue Meßergebnisse zu erzielen - gleichzeitig mit einem konventionellen Einkanalschreiber (Thermoschreiber) und einem weniger trägen UV-Schreiber aufgezeichnet. Dadurch sollte auch die Brauchbarkeit des aufwendigen UV-Schreibers getestet werden. Aufgezeichnet wurde mit 10 mm/s Papiervorschub, da sich unsere Untersuchungen auf die Veränderung der Amplitudenhöhe im intrakavitären Elektrogramm beschränkten und Veränderungen der Frequenzen zunächst außer Betracht bleiben sollten. Außerdem wurden mit dem Reizschwellenanalysator ERA2 (Biotronik) die R-Potentiale des kardialen Signals in mV gemessen und mit den Meßdaten des vom UV-Schreibers aufgezeichneten intrakardialen Elektrogramms verglichen, um das Gerät auf seine Verwendbarkeit zu untersuchen.

3.2.2. Meßgeräte

Während einer Schrittmacheroperation ist ein erheblicher apparativer Aufwand notwendig, um mit Hilfe moderner medizinischer Meßtechniken eine funktionsgerechte Differenzialtherapie erstellen zu können. Deshalb wurde eine Meß- und Therapiegerätekombination (vgl. Abb. 3.2.2.1) entwickelt, die es ermöglicht, während der Implantation ein intrakardiales Elektrogramm aufzuzeichnen, Spannungs- und Stromschwellen für verschiedene Impulsdauern zu bestimmen, sowie die Parameter des Schrittmachers zu analysieren.
Als Gerüst für die Kombination dient ein fahrbarer 19 Zoll-Schrank (Firma Müller). Die handelsüblichen Geräte wurden mit 19 Zoll-Adaptern versehen bzw. entsprechend umgebaut.
Die Stromversorgung erfolgt aus Sicherheitsgründen über einen Trenntransformator mit Schutzwicklung. Die Verteilung der Stromversorgung und der Eingangssignale besorgt ein Netz- und Signalfeld - 1 - mit Hauptschalter und Sicherung.

Im folgenden sollen hauptsächlich die bei meinen Messungen verwendeten Geräte vorgestellt und näher erklärt werden:

Wie schon erwähnt, dient zur Oberwachung während der Implantation ein EKG-Sichtgerät -13- mit der Möglichkeit, gleichzeitig je eine Standardableitung mit und ohne Schrittmacherimpulsunterdrückung sowie das intrakardiale Elektrogramm zu beobachten. Als Vorverstärker dienen zwei Herzfrequenzmonitore -13a, b- und der "Pacermonitor" -11-. Sowohl die Standardableitungen als auch das intrakardiale Elektrogramm können mit einem Einfachschreiber -13c- aufgezeichnet werden (33).



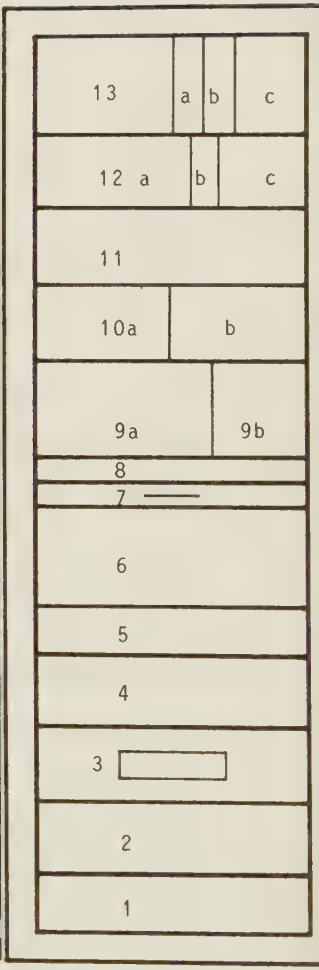


Abb. 3.2.2.1 Gerätekombination (Beschreibung nächste Seite)

Links: Geräteansicht
Rechts:Tabelle der Einzelgeräte

zu Abb. 3.2.2.1 Beschreibung der Gerätekombination

1	Netz- und Eingangsfeld Hellige 22401301
2	Blende (Trenntransformator)
3	Schublade
4	DC-Defibrillator Hellige 216071
5	Galvoanpaßverstärker für UV-Schreiber Hellige
6	Helcograph 7-203 Hellige (UV-Schreiber)
7	Schreibplatte
8	1 Volt Connector Panel Hellige 216010
9a	Oszilloskop Advance OS 100 A
9b	bipolarer Koagulator Siemens 1035
10a	Belastungswiderstände für intrakardiale EKG (s. Schaltplan Abb. 3.3.1.)
10b	Meßgerät für intrakardiale Widerstände Biotronik R1
11	Pacermonitor PM 5 Biomedix
12a	Reizschwellenanalysator Biotronik ERA2
12b	Ableitungswähler für EKG Hellige
12c	High rate test unit Devices Typ 3831
13	Oszilloskop 4 - 17 Hellige 23502702
13ab	2 Herzfrequenzmonitore Hellige 23603402
13c	Alarmschreiber Hellige 21809606

3.2.3. Technik und Funktionsweise des Alarmschreibers Hellige 21809606 (vgl. Literaturverzeichnis:Ergänzung 1.)

Das Gerät ist ein einkanaliger Thermoschreiber. Die Registrierung erfolgt in Direktschrift mit rechtwinkligen Koordinaten durch einen beheizten Schreibzeiger auf thermosensitivem Papier. Das Schreibwerk besteht aus einem Drehmagnetsystem mit Permanenterregung und Federrückstellung. Das Gerät ist übersteuerungsfest bis + 15 V und hat eine Eingangsimpedanz im Übertragungsbereich von etwa 60 K Ω. Der Aussteuerungsbereich liegt bei ± 0,5 V. Bei einer Breite des Registrierpapiers von 50 mm beträgt die Schreibbreite 40 mm. Der aussteuerungsabhängige Linearitätsfehler, bezogen auf eine optimale Gerade,liegt innerhalb ± 0,4 mm. Die Schreibzeigernullage ist über die gesamte Schreibbreite einstellbar.

3.2.4. Der UV-Schreiber

Um eine möglichst trägheitsfreie und damit exaktere Aufzeichnung des intrakardialen Elektrogramms zu ermöglichen, wurde ein UV-Schreiber in die Gerätekombination eingebaut (Abb. 3.2.2.1. -6-). Dazu gehören der entsprechende Vorverstärker -5- und ein Eingangsfeld -8-.

3.2.5. Technik und Funktionsweise des UV-Schreibers (vgl. Literaturverzeichnis: Ergänzung 2.)

Der unter der Bezeichnung Helcograph 7-203 von Hellige ge-

lieferte Honeywell-Visicorder 4408 A ist ein direktschreibender UV-Lichtstrahloszillograph für Netzbetrieb, der für die gleichzeitige Registrierung von bis zu 14 Meßgrößen (Spuren) eingerichtet werden kann.
Die Lichtquelle ist eine UV-Quecksilber-Höchstdrucklampe. Durch Kondensorlinsen gerichtet, wird der Strahlengang über einen Spiegel auf die Galvanometer-Spiegel gelenkt. Dieses System wird durch das eingehende Signal gesteuert und lenkt den Lichtstrahl auf das photoempfindliche Papier. Der Visicorder 4408 A arbeitet mit einem besonders für den ultravioletten Anteil des Lichtes empfindlichen Papier. Die Färbung der mit dem UV-Lichtstrahl geschriebenen, das heißt belichteten und zunächst noch latenten Stellen des Registrierpapiers erfolgt dabei - ohne chemische Entwicklung - durch gleichzeitig oder nachträglich auf den Schrieb fallendes Licht aus dem sichtbaren Bereich des Spektrums (Glühlampen, Tageslicht, Leuchtstoffröhren).
Die Aufzeichnungen sind gegen normale Raumbeleuchtung zwar relativ unempfindlich, müssen allerdings bei längerer Aufbewahrung dunkel gelagert werden. Stark UV-haltiges Licht (z.B. Sonnenlicht) zerstört die Aufzeichnungen in kürzester Zeit.
Geschrieben wird mit 202 mm breitem Registrierpapier. Der Linearitätsfehler des Galvanometers beträgt bei voller Auslenkung (150 mm Spitze-Spitze) $\pm$ 2 %. Angaben über Eingangsimpedanz, Aussteuerungsbereich und Übersteuerungsfestigkeit fehlen in der Gerätebeschreibung des Herstellers.

Auf den extrem kleinen Trägheitsmoment des Schreibaggregats wird hingewiesen.

3.3. Ablauf des Meßprogramms

Zunächst wird der Geräteturm ans Netz angeschlossen und eine Potentialausgleichsleitung zum OP-Tisch (Schwebetisch BTS 2, Firma Müller) gelegt, der dafür mit einer geeigneten Buchse versehen wurde. Nach Anlegen der EKG-Elektroden, die nach Einthoven möglichst nahe am Stamm angebracht werden, können die Standardableitungen auf dem Oszilloskop verfolgt und über den Schreiber(-13c- in Abb. 3.2.2.1.) aufgezeichnet werden. Auf dem Pacermonitor -11-, der mit den Extremitätenableitungen gekoppelt ist, können Impulsdauer und Periodendauer bei implantierten Schrittmachern abgelesen werden.

Nach Freilegen der Elektrode (beim Schrittmacherwechsel) oder nach Implantation der Elektrode werden zunächst die Spannungs- und Stromschwellen bei 0,1; 0,3; 0,5; 0,8; und 1 ms bestimmt (33).
Im Rahmen einer Untersuchung über Impedanzen im Stimulationskreis (Elektrode, Herzübergangswiderstand und Gewebewiderstand) (38) werden nun die intrakardialen Widerstände bei verschiedenen Impulslängen und Spannungen mit einem dazu speziell entwickelten Meßgerät Biotronik R1, -10b- bestimmt. Die Veränderungen von Spannung und Stromstärke können unterdessen auf dem Oszilloskop -9- beobachtet und fotographiert

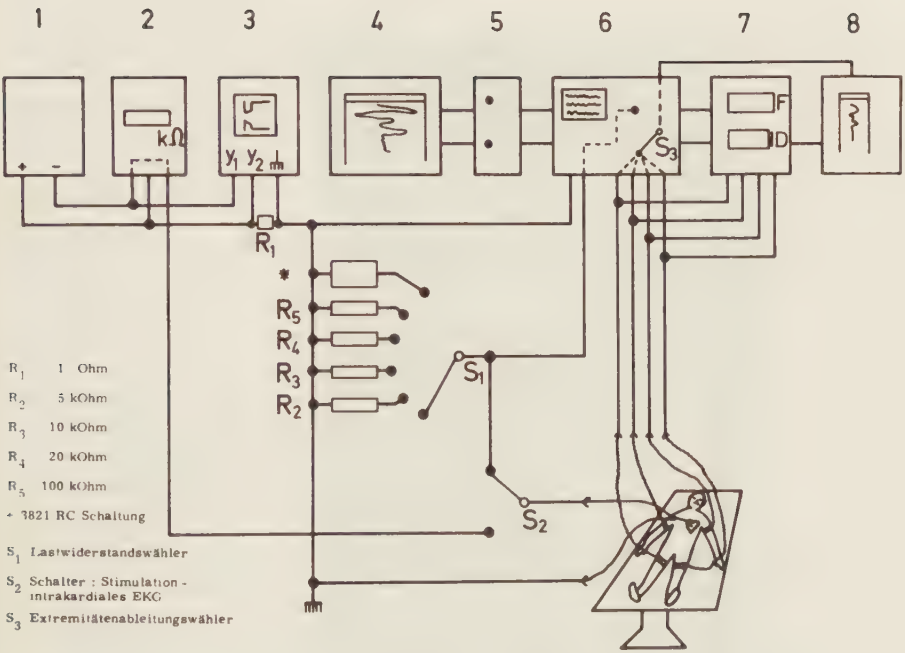


Abb. 3.3.1 Schaltschema zur Ableitung des intrakardialen EKG mit Widerstandsbelastung (Nr. 10 a in Abb. 3.2.2.1)

werden. Mit dem Reizschwellenanalysator -12a- wird anschliessend die "R-Amplitude" des kardialen Signals in mV gemessen und notiert.

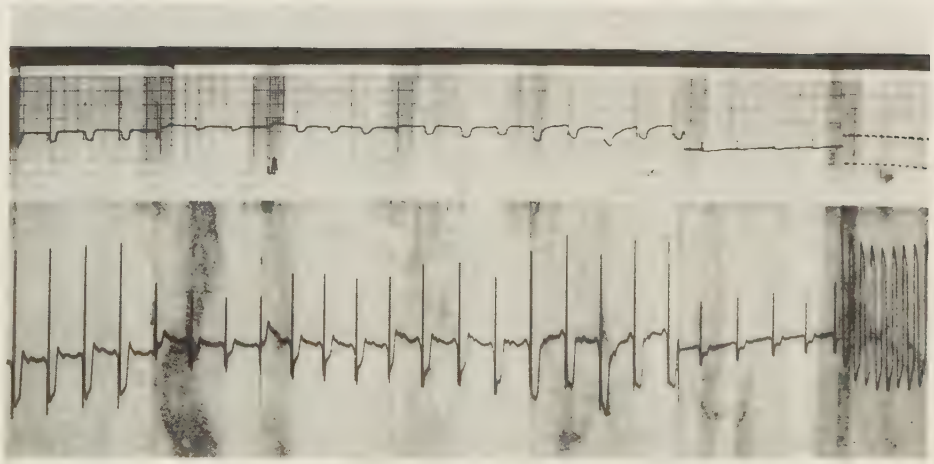


Abb. 3.3.2 Intrakardiale EKG-Ableitung; oben Normalschreiber, unten UV-Schreiber. Belastung von links nach rechts:
Keine, 5, 10, 20, 100 Kiloohm, Schaltung 3821 RC - (Devices-Schrittmacher) -,Eichzacke (1 mV).

Danach erfolgt die Ableitung eines spontanen intrakardialen Elektrogramms zwischen Wundrand und liegender Elektrode. Dabei wird, wie aus dem Schaltschema (Abb. 3.3.1.) ersichtlich, Schalter S_2 auf intrakardiales Elektrogramm gestellt, wobei zunächst ohne Belastung registriert wird. Mit Drehknopf S_1 werden dann nacheinander die jeweiligen Widerstände R_2 - R_5 sowie die 3821 RC - Schrittmacherschaltung in den Meßkreis zwischen Wundrand und Elektrode parallelgeschaltet. Bei jeder Widerstandsbelastung werden so etwa 5 - 6 Kammerkomplexe über die 2 Herzfrequenzmonitore -13a,b- gleichzeitig dem UV-Schreiber -6- und dem Thermoschreiber -13c- zugeleitet und aufgeschrieben (Abb. 3.3.2.). Nach der Messung wird der Schalter S_2 wieder auf "Stimulation" gestellt. Anschließend werden noch Eichzacken von 1 mV Amplitudenhöhe über beide EKG-Schreiber aufgezeichnet.

Die Ableitung des intrakardialen Elektrogramms sowie die Bestimmung der R-Potentiale mit dem Reizschwellenanalysator ERA2 lassen sich natürlich nur bei ausreichender Eigenfrequenz des Patienten durchführen. Für die Implantation eines Schrittmachers gilt als Regel, daß die Spannungen im entsprechend belasteten intrakardialen Elektrogramm bei Erstimplantation dreimal und beim Wechsel doppelt so hoch sein müssen wie die von den Herstellern angegebene Empfindlichkeit des Schrittmachers (37).

Chirurg.-Klinik Marburg
- Schrittmacherlabor -

Datum: 11.11.1976

Bericht über Ableitung eines intrakardialen EKG

Pat.: K. R. J. Nr. 224/76
Diagnose: TOT. AV-Block (Schrittmacherwechsel)
Elektrodentyp: IE-85-K-O Nr. .... Lage typisch / atypisch
Elektrode gekürzt nein/ja... cm
Messung mit Adapter, Typ:Cordis
Laufzeit seit: 18.11.1971 Tage 1820.....
Weitere Elektroden nein/ja seit ..... Typ: .....
Lage: typisch/atypisch
Intrakardiales EKG wurde bereits abgeleitet nein/ja J.Nr. .....

Belastung (K Ω)	Spannung (mV) SS		Spannung (mV) max.pos.		Spannung (mV) max.neg.	
	UV	TH	UV	TH	UV	TH
ohne	2,8	2,2	1,4	1,2	1,4	1,0
5	2,2	1,7	1,3	1,1	0,9	0,6
10	2,4	2,0	1,4	1,3	1,0	0,7
20	2,5	2,2	1,4	1,4	1,1	0,8
100	2,7	2,3	1,4	1,4	1,3	0,9
3821 RC	2,0	1,7	1,2	1,1	0,8	0,6

ERA 2 10 mV Reizschwelle bei 0,5 ms. Impulsbreite:
1,87 V
2,23 mA

Abb. 3.4.1. Muster eines Vordrucks

(UV = UV-Schreiber; TH = Thermoschreiber)

3.4. Erfassung des statistischen Materials

Für jeden Patienten wurde ein Bericht über die Ableitung eines intrakardialen Elektrogramms angefertigt. Auf den dazu verwendeten Vordrucken (Abb. 3.4.1.) wurden neben Name, Journalnummer, Diagnose, Elektrodentyp, Laufzeit und anderen wichtigen Daten die mit dem Reizschwellenanalysator ERA2 ermittelten Meßwerte sowie die Ergebnisse aus der Vermessung der mit dem UV-Schreiber und dem Thermoschreiber aufgezeichneten Elektrogramme notiert.

3.4.1. Ausmessung der EKG

Die bei jeweiliger Belastung (ohne, 5, 10, 20, 100*, 3821 RC) registrierten max. positiven und max. negativen Ausschläge im UV-Elektrogramm wurden mit dem Stechzirkel ausgemessen und anhand der Eichzacke in mV umgerechnet. Aus ihrer Summe ergibt sich die unter der entsprechenden Widerstandsbelastung maximal auftretende Spannung.
In 58 Fällen wurde das intrakardiale Elektrogramm gleichzeitig auch mit dem Thermoschreiber aufgezeichnet und die entsprechenden Ausschläge ebenfalls vermessen, umgerechnet und den Werten des UV-EKG gegenübergestellt.

3.4.2. Einordnung in Kollektive nach Elektrodentyp

Die Datenblätter werden nach Elektrodentyp zusammengestellt und weiter nach Erstimplantation oder Wechsel unterteilt.

* Kiloohm

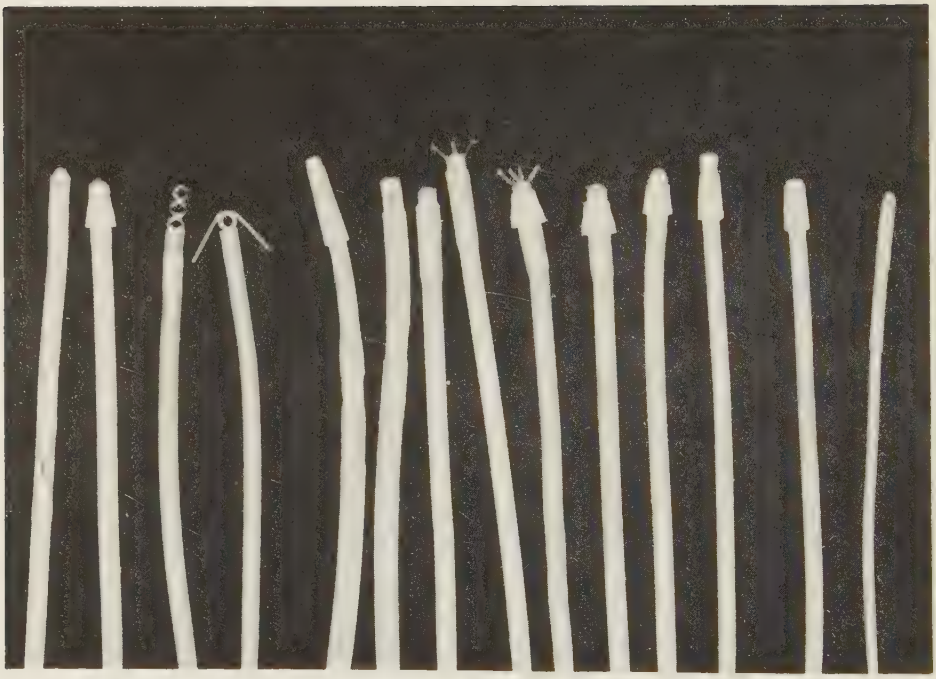


Abb. 3.4.2.1 Verschiedene endokardiale Elektroden

Von links nach rechts: Sinus coronarius Elektrode v. CORDIS, VITATRON MIP LOE Ringelektrode, VITATRON Helifix, BIOTRONIK Widerhakenelektrode, 2 MEDTRONIC bipolare Elektroden, VITATRON MIP 2000 mit und ohne ausgefahrene Borsten, MIP 2007 alt und neu, mit und ohne ausgefahrene Borsten, DEVICES SCLF 62, BIOTRONIK IE-85-K-O und IE 85-K (10) O, ELEMA EMT 588B

Bei den von uns über einen Zeitraum von etwa 1/2 Jahr (wöchentlich 2 OP-Tage) gemachten Messungen und Aufzeichnungen kristallisierten sich für die Auswertung hauptsächlich 3 Elektrodentypen heraus (Abb. 3.4.2.1.):

1) Die Elektrode Biotronik IE - 85 - K - O hat einen zylinderförmigen Kopf mit einem Durchmesser von 2,7 mm und einer Länge von 2,5 mm. Die leitende Fläche der Spitze beträgt 27 mm². Die Zuleitung, die einer dauernden Wechselbiegebeanspruchung standhalten muß und der eigentliche Reizort, die Elektrodenspitze, sind aus einem Spezialmaterial, Elgiloy, eine Art korrosionsfester Uhrfederstahl.

2) Die Elektrode Biotronik IE - 85 - K - 10 - O unterscheidet sich lediglich durch die verkleinerte, scheibenförmig aussehende Spitze von der oben genannten. Bei einer Länge von 0,5 mm und einem Durchmesser von 2,7 mm beträgt die leitende Fläche der Elektrodenspitze 10 mm².

3) Die Elektrode Vitatron MIP 2007 hat ausfahrbare Borsten an der Elektrodenspitze, die außer einer verbesserten Verankerungsmöglichkeit im Myokard den Vorteil günstigerer Feldstärkeeigenschaften bei niedriger Stromabgabe haben sollen (21).
   Die Elektrodenspitze hat eine leitende Fläche von 18 mm² und besteht aus Platin-Iridium-Stahl.
   Die Isolation der Elektroden ist aus Silikonkautschuk oder Polyäthylen, Nylon usw.

Aus den Gruppen dieser 3 hauptsächlich verwendeten Elektroden werden durch Aufteilung in "akut und chronisch" 6 Kollektive, die im wesentlichen Gegenstand der Untersuchung waren. Einzelne selten implantierte Elektroden wurden unter "Verschiedene" zusammengefaßt. In einigen Fällen konnte das intrakardiale Elektrogramm aus unterschiedlichen Gründen nicht vermessen werden. Die entsprechenden Datenblätter wurden ebenfalls gesammelt und sollen später besprochen werden.

4. AUSWERTUNG UND ERGEBNISSE

4.1. Überblick

Alle Spannungsberechnungen aus der Vermessung der intrakardialen Elektrogramme wurden von den Datenblättern nach Elektroden, akut und chronisch sowie nach Thermoschreiber und UV-Schreiber sortiert und in Listen zusammengestellt. Insgesamt wurden 131 Fälle untersucht. 95 Elektrogramme wurden mit dem UV-Schreiber aufgezeichnet, bei 58 Operationen wurden parallel dazu die intrakardialen Spannungssignale mit dem konventionellen Schreibgerät registriert. Tabelle 4.1.1. gibt einen Oberblick über den Umfang der ausgewerteten Kollektive.

In 48 Fällen wurden außerdem die R-Amplituden mit dem Reizschwellenanalysator ERA2 (Biotronik) gemessen (siehe Abschnitt 4.5.).

Bei 4 Patienten mußten binnen kürzester Zeit nach der Implantation eines Schrittmachers Revisionsoperationen vorgenommen werden. Da diese Fälle nicht in die Kollektive akut oder chronisch eingeordnet werden konnten, werden sie zusammen mit den 8 bzw. 5 unter "Verschiedene" firmierenden Elektroden, die nur vereinzelt implantiert wurden aufgeführt (Tabelle 4.1.2.).

In 36 Fällen konnten die intrakardialen Elektrogramme nicht ausgewertet werden. Dafür gab es verschiedene Gründe:

1) Bei den ersten Operationen war das Fotopapier durch in das Gerät einfallendes Licht an bestimmten Stellen

Elektrode	Reizschwelle	Oberfläche mm² / Material	EKG UV - Schreiber	EKG Thermoschreiber
IE 85-K(10)0	akut	10 Elgiloy	20	12
	chronisch		4	2
IE 85-K-0	akut	27 Elgiloy	31	20
	chronisch		16	10
MIP 2007	akut	18 Pt/Ir	8	5
	chronisch		4	2
IE 85-K(10)0	weder akut	10 Elgiloy	2	1
IE 85-K-0	noch chronisch	27 Elgiloy	2	1
Verschiedene	akut und chronisch		8	5

Tab. 4.1.1. Anzahl der ausgewerteten Elektrogramme (UV-Schreiber: n = 95, Thermoschreiber: n = 58), geordnet nach Elektrodentypen

Elektrode	Reizschwelle	Belastungswiderstände (K Ω)											
		ohne		100		20		10		5		3821 RC	
		UVS	THS	UVS	THS	UVS	THS	UVS	THS	UVS	THS	UVS	THS
CVT 70	akut	1,3	1,4	1,4	1,6	1,0	0,9	0,9	0,8	0,6	0,4	0,6	0,4
EMT 588B	chronisch	7,4	7,0	7,4	7,5	7,3	7,0	7,0	7,0	6,5	6,5	6,2	6,5
EMT 588B	chronisch	10,9		10,7		10,5		10,1		9,5		9,0	
LCX 62	chronisch	12,7	14,3	12,7	14,7	12,5	14,3	12,1	13,7	11,6	12,0	10,8	12,0
6901 Medtronic	chronisch	5,5	6,1	5,4	6,4	5,1	5,4	4,9	5,0	4,6	4,5	4,4	4,0
MIP 2000	chronisch	10,8	13,0	10,6	13,7	11,0	14,0	10,2	12,0	7,6	8,7	7,2	8,0
SCLF 62	chronisch	16,7		15,4		14,5		13,5		11,8		11,4	
SCLF 62	chronisch	7,6		7,3		6,0		4,7		3,5		3,2	
IE 85-K(10)0	weder	1,6	1,3	1,6	1,4	1,5	1,4	1,4	1,1	1,1	0,9	0,9	0,6
IE 85-K(10)0	akut	5,5		5,9		4,7		3,8		3,7		3,9	
IE 85-K-0	noch	11,4		11,4		10,8		10,2		9,0		8,6	
IE 85-K-0	chronisch	4,3	5,0	3,9	4,3	3,2	3,0	3,1	2,7	2,7	2,3	3,0	2,3

Tab. 4.1.2. Spannungen (mV) intrakardialer Signale (max. pos. bis max. neg.) zwischen Schrittmacherbett und Elektrode bei Widerstandbelastungen mit Thermoschreiber (THS) und UV-Schreiber (UVS) aufgezeichnet: Verschiedene, selten verwendete Elektroden und 4 Fälle mit Reizschwellen weder akut noch chronisch.

der Papierrolle schon vorbelichtet, so daß bei der Registrierung des Elektrogramms einzelne Bereiche fehlten. Durch Abdichten des Austrittschlitzes für das Registrierpapier mit einem Klebestreifen wurde dieser Mangel behoben.

2) Die EKG-Aufzeichnungen waren ebenfalls unbrauchbar, wenn der Schreibzeiger beim Umschalten auf eine andere Widerstandsbelastung aus dem Registrierbereich sprang. Dies geschah häufiger bei der Registrierung mit dem konventionellen Thermoschreiber, dessen Schreibbreite nur 4 cm beträgt.

3) In einigen Fällen wurde beim Umschalten mit dem Widerstandswählknopf eine Schalterstufe übersprungen, so daß ein Meßbereich fehlte.

4) Bei der Registrierung extrem niedriger intrakardialer Spannungssignale (Potential unter 0,5 mV) überschritt die Eichzacke (1 mV) häufiger den Registrierbereich des Gerätes. Dieses Phänomen trat meistens am Thermoschreiber auf.

5) In einem Fall konnte bei bestimmten Widerstandsbelastungen die elektrische Nullinie auf dem EKG-Schrieb nicht eindeutig identifiziert werden und wurde deshalb aus der Auswertung genommen.

4.2. Spannungsverhalten

4.2.1. Messungen mit konventionellem EKG-Schreiber

Die Vermessung der intrakardialen Elektrogramme, die vom Thermoschreiber aufgezeichnet wurden, bereitete Schwierigkeiten, da für die Registrierung nur eine Papierbreite von 4 cm zur Verfügung stand, so daß besonders bei hohen intrakardialen Spannungssignalen eine niedrige Eichzacke resultierte. Durch die relativ breite Strichdicke des Schreibzeigers war der Meßfehler groß. Die durch die Trägheit des Schreibers bedingte Ungenauigkeit verfälschte darüber hinaus die ausgewerteten Ergebnisse.

Aus den vom Thermoschreiber registrierten Spannungen (max. pos. bis max. neg.) wurden für jedes Kollektiv zunächst die arithmetischen Mittelwerte ($\bar{x}$) mit ihren Standardabweichungen (s.D.) nach folgender Formel berechnet:

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \quad (x_1 + x_2 + \qquad + x_n) = \frac{\sum x}{n}$$

$$\text{s.D.} = \sqrt{\frac{n \sum x^2 - (\sum x)^2}{n\,(n-1)}}$$

$\bar{x}$ = arithmetisches Mittel

x_1 = Spannungswerte

n = Anzahl der Werte x

s.D. = Standardabweichung

Die Ergebnisse sind aus Tabelle 4.2.1.1. ersichtlich. Man erkennt deutlich, daß die Werte von Patient zu Patient erheblich streuen. Abhängigkeiten von den Implantationsdiagnosen oder der Elektrodenlage wurden von uns bisher nicht festgestellt.

Betrachtet man den Spannungsabfall in Beziehung zur unbelasteten EKG-Aufzeichnung, so zeigen sich unter Lastbedingungen geringere Abweichungen. Die Mittelwerte der Leerlaufspannungen liegen bei durchschnittlich 9,6 mV, unter Belastung mit der Schaltung eines 3821-RC DEVICES-Schrittmachers (= 2,8 K Ω) bei 5,2 mV im Durchschnitt.

Vergleicht man nun die Differenzen zwischen den Mittelwerten ohne und mit Belastung durch die Schrittmacherschaltung bei der kleinköpfigen Elektrode IE-85-K-(10)-O ($\bar{x} = \bar{x}_{ohne} - \bar{x}_{3821RC} = 6,5$ mV)und der Elektrode mit größerer leitender Oberfläche IE-85-K-O ($\bar{x} = \bar{x}_{ohne} - \bar{x}_{3821} = 3,2$ mV), Reizschwelle akut, so zeigt sich, daß der Spannungsabfall bei relativ gleichen Ausgangswerten (IE-85-K-(10)-O: $\bar{x}_{ohne} = 10,4$; IE-85-K-O: $\bar{x}_{ohne} = 10,0$) mit nahezu gleicher Streuung (IE-85-K-(10) - O S.D. = 8,0 mV; IE-85-K-O S.D. = 7,7 mV) bei kleinen Elektrodenoberflächen höher ist als im Kollektiv der Elektrode mit größerer Oberfläche. Auf Grund der hohen Standardabweichungen ergaben sich jedoch, statistisch gesehen, keine Signifikanzen.

Elektrode	Reizschwelle	Oberfläche mm^2/Material	n	Belastungswiderstände (KΩ) ohne	S.D.	100	S.D.	20	S.D.	10	S.D.	5	S.D.	3821 RC	S.D.
IE 85-K(10)O	akut	10 Elgiloy	12	10,4	8,0	8,4	7,2	7,1	5,8	5,8	4,6	4,5	3,7	3,9	3,3
	chronisch		2	9,6	0,3	9,3	0,1	8,6	0,8	6,4	1,6	4,2	1,3	4,0	1,0
IE-85-K-O	akut	27 Elgiloy	20	10,0	7,7	10,0	7,5	9,2	6,6	8,3	6,3	7,3	5,4	6,8	5,2
	chronisch		10	10,0	8,4	10,0	7,7	8,3	5,6	7,1	4,5	5,4	3,2	5,0	3,1
MIP 2007	akut	18 Pt/Ir	5	8,0	7,0	7,4	6,4	6,8	5,4	5,8	4,6	5,1	3,9	4,5	3,8
	chronisch		2	9,9	4,0	10,4	5,8	9,2	3,4	8,1	3,3	7,3	3,5	6,9	3,0
IE 85-K(10)O	akut		20	9,1	5,2	8,9	5,1	8,2	4,8	7,3	4,1	6,0	3,5	5,6	3,3
	chronisch		4	9,1	0,9	8,8	1,0	7,7	0,9	7,4	1,5	5,4	0,6	5,1	0,5
IE-85-K-O	akut		31	8,5	4,7	8,5	4,9	7,9	4,1	7,5	4,1	6,5	3,7	5,8	3,0
	chronisch		16	8,3	5,0	8,0	4,7	7,8	2,8	6,5	3,5	6,4	2,9	5,1	2,8
MIP 2007	akut		8	6,6	4,9	6,8	4,6	5,8	3,9	5,2	3,5	4,8	3,2	4,8	3,1
	chronisch		4	10,0	1,8	9,6	1,7	9,2	1,4	8,6	1,6	7,6	1,5	7,1	1,3

Tab. 4.2.1.1. Spannungen (mV) intrakardialer Signale (max. pos. bis max. neg.) zwischen Schrittmacherbett und Elektrode bei Widerstandsbelastungen mit Thermoschreiber (oben) und UV-Schreiber (unten) aufgezeichnet.
S.D. = Standardabweichung

4.2.2. Messungen mit dem UV-Schreiber

Der fast trägheitsfreie UV-Schreiber zeichnet sich durch die höhere Genauigkeit der Aufzeichnungen aus. Die Auswertung wurde durch die größere Papierbreite des Registrierschriebs und die kleinere Strichdicke erleichtert und lieferte dadurch exaktere Ergebnisse.
Nachteilig ist jedoch, daß bei der Aufzeichnung des EKG keine direkte Sichtkontrolle möglich ist. Die elektrische Nullinie und die Ausschlaghöhe müssen vorher eingestellt werden und können bei der Registrierung durch das Umschalten auf eine andere Widerstandsbelastung aus dem Meßbereich geraten.
Die Auswertung wurde außerdem dadurch erschwert, daß es keine Möglichkeit gab, die Abschnitte unterschiedlicher Widerstandsbelastung im intrakardialen Elektrogramm durch das Gerät zu kennzeichnen. Auf dem EKG-Schrieb des Thermoschreibers konnten dagegen die einzelnen Lastbereiche direkt mit einem Stift markiert werden. Da bei gleichem Papiervorschub (10 mm/s) registriert wurde, konnten die Markierungen anschließend auf das UV-Papier übertragen werden.

Die Mittelwerte der Spannungen sind aus Tabelle 4.2.1.1. zu ersehen. Die Standardabweichungen sind auch hier durch erhebliche Unterschiede innerhalb der Kollektive hoch. In den Abbildungen 4.2.2.1. und 4.2.2.2. sind zur Veranschaulichung die Spannungsmittelwerte mit ihren Standardabweichungen bei zwei Elektroden mit akuter Reizschwelle (IE-85-K-(10)-O und

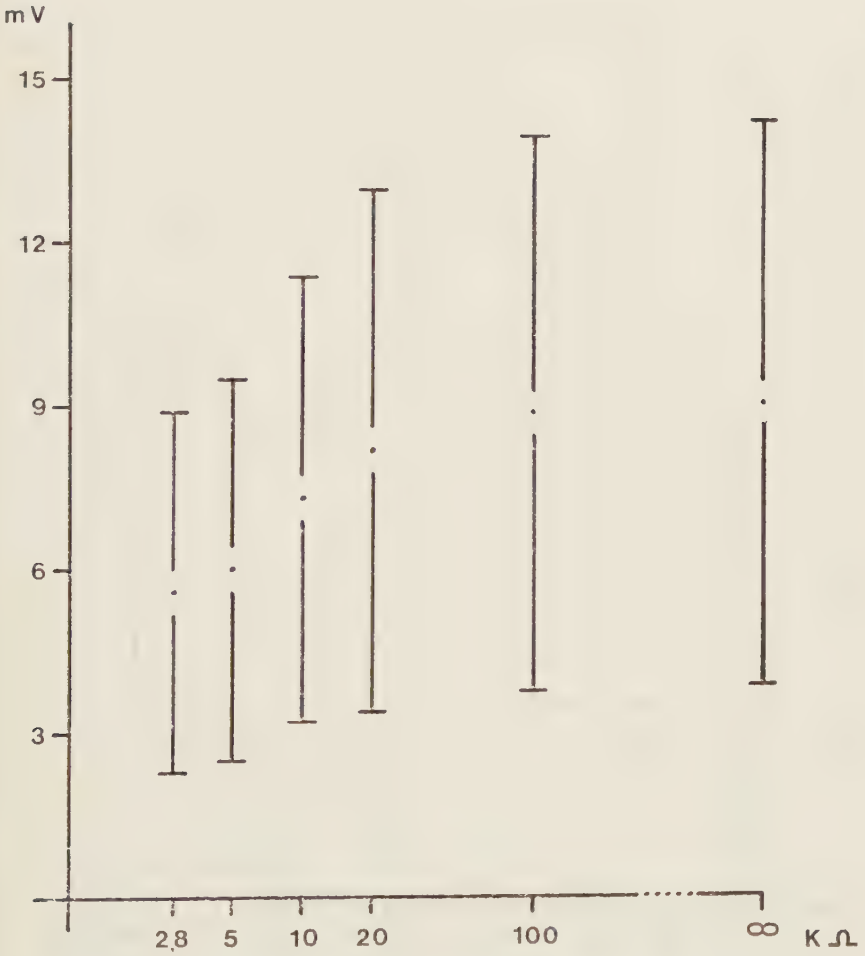


Abb. 4.2.2.1. Mittelwerte der Spannungen (mV) intrakardialer Signale (max. pos. bis max. neg.) zwischen Schrittmacherbett und Elektrode bei Widerstandsbelastungen (Schaltung 3821RC DEVICES = 2,8 K Ω) mit UV-Schreiber aufgezeichnet (Abszisse logarithmisch). Elektrode: IE-85-K(10)0 Reizschwelle: akut, n = 20

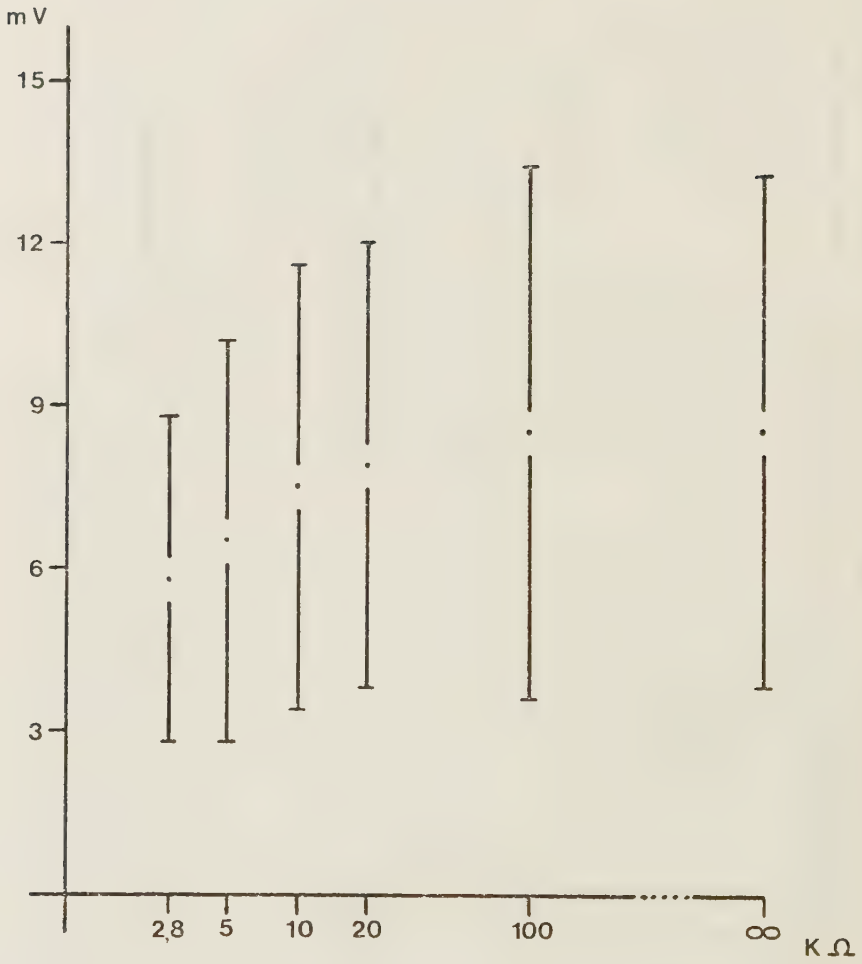


Abb. 4.2.2.2. Mittelwerte der Spannungen (mV) intrakardialer Signale (max. pos. bis max. neg.) zwischen Schrittmacherbett und Elektrode bei Widerstandsbelastungen (Schaltung 3821-RC-DEVICES = 2,8 K Ω) mit UV-Schreiber aufgezeichnet. (Abszisse logarithmisch). Elektrode: IE-85-K-0
Reizschwelle: akut, n = 31

Elektrode	Reizschwelle	Oberfläche mm^2/Material	n	Belastungswiderstände (KΩ) ohne	20		10		5		3821 RC	
IE 85-K(10)O	akut	10 Elgiloy	20	100	89,3	9,8	80,5	9,8	66,7	10,8	61,7	10,0
	chronisch		4	100	84,6	7,1	81,2	12,9	60,2	6,8	57,2	8,6
IE 85-K-O	akut	27 Elgiloy	31	100	99,1	32,3	91,6	21,3	78,2	11,1	76,2	19,5
	chronisch		16	100	88,8	13,0	79,3	14,9	67,2	17,1	63,1	17,2
MIP 2007	akut	18 Pt/Ir	8	100	92,2	9,9	80,6	11,4	74,4	11,2	76,0	15,4
	chronisch		4	100	92,3	6,7	86,0	8,4	76,4	8,9	71,8	10,2

Tab. 4.2.2.1. Relative Spannungsänderungen (%) intrakardialer Signale (max. pos. bis max. neg.) zwischen Schrittmacherbett und Elektrode bei Widerstandsbelastung mit UV-Schreiber aufgezeichnet.

IE-85-K-0) bei den entsprechenden Lastwiderständen graphisch dargestellt.

Tabelle 4.2.2.1. zeigt, daß die relativen Spannungsänderungen (%) der intrakardialen Signale (maximal positiv bis maximal negativ) zwischen Leerlauf und Belastung mit der 3821-RC-Schrittmacherschaltung bei der Elektrode mit kleinerer Oberfläche und chronischer Reizschwelle höher sind als bei neuimplantierten Elektroden mit größerer Oberfläche. Der relative Spannungsabfall zwischen den Mittelwerten ohne (= 100 %) und mit Belastung 3821-RC beträgt zum Beispiel bei der Elektrode IE-85-K-(10) 0 (chronische Reizschwelle) 42,8 %, bei dem Kollektiv IE-85-K-0 (akute Reizschwelle) dagegen nur 23,8 %. Da auch hier die Standardabweichungen sehr hoch sind (zum Teil über 60 % des Mittelwertes, Beispiel: Elektrode IE-85-K-0, chronisch, ohne Belastung, $\bar{x}$ = 8,3; S.D. = 5,0), können auch hier keine statistischen Signifikanzen abgeleitet werden.
Vergleicht man die relativen Spannungsänderungen aller 3 Elektroden bei akuter Reizschwelle, so ergibt sich eine der Größe der leitenden Oberfläche entsprechende Reihenfolge IE-85-K-0 (27 mm^2), MIP 2007 (18 mm^2), IE-85-K-(10)-0 (10 mm^2), wobei der Spannungsabfall mit kleiner werdender Oberfläche zunimmt.

4.2.3. Häufigkeiten der Spannungen

Um zu verdeutlichen, wie häufig die einzelnen Spannungswerte

auf die Gesamtzahl der ausgewerteten Fälle gesehen, mit und ohne Belastung auftreten, wurden die Spannungen des UV-EKG in Stufen von 1 mV tabelliert. In Tabelle 4.2.3.1. sind die Spannungen (max. pos. bis max. neg.) aller Messungen (n = 91)* in diesen ganzzahligen Intervallen dargestellt. Es zeigte sich, daß rund 25 % aller Messungen unter der für die Steuerung des Schrittmachers kritischen Schwelle von 3 mV lagen, bei Belastung mit der Herzschrittmacherschaltung (3821 RC) waren es sogar 34 %. Extrem niedrige Spannungen unter 1 mV wurden nur in einem Fall beobachtet.

Tabelle 4.2.3.2. stellt die maximal positiven und Tabelle 4.2.3.3. die maximal negativen Spannungsstufen dar. Man erkennt daraus, daß das den Schrittmacher steuernde intrakardiale Spannungssignal sich zum überwiegenden Teil aus den maximal positiven Spannungsausschlägen im EKG zusammensetzt. In Tabelle 4.2.3.4. bis 4.2.3.6. wurden die Häufigkeiten der einzelnen Spannungsstufen für 3 verschiedene Kollektive des gleichen Herstellers mit gleichem Elektrodenmaterial dargestellt. Hieraus geht hervor, daß die Spannungssignale unter Lastwiderständen bei kleineren Elektroden kleiner sind als bei Elektroden mit großen Oberflächen; denn: Bei Belastung mit der Schrittmacherschaltung blieben im Kollektiv IE-85-K-O 29 % der Fälle unter 3 mV,

---

* Anmerkung: 4 Fälle (Reizschwelle: weder akut noch chronisch, vgl. Tab. 4.1.2.) sind in den folgenden Tabellen nicht enthalten.

Spannung/Volt	Belastung KOhm					
	ohne	100	20	10	5	2,8 (3821 RC)
10	38	36	29	25	13	9
9	5	6	6	8	7	9
8	5	6	9	7	9	3
7	11	9	9	7	6	12
6	3	4	6	10	14	13
5	4	6	7	3	8	7
4	4	2	1	6	7	7
3	9	11	10	6	3	7
2	7	7	9	12	14	11
1	5	4	5	6	9	12
<1				1	1	1
davon unter 3 Volt in %	23	24	26	27	30	34

Tab. 4.2.3.1. Spannungen intrakardialer Signale (SS in mV-Intervallen) mit UV-Schreiber und Widerstandsbelastung aufgezeichnet.
n = 91

Spannung/Volt	Belastung KOhm					
	ohne	100	20	10	5	3821 RC
10	6	6	5	1		
9	8	7	4	5	1	1
8	6	8	6	7	6	4
7	9	7	9	7	6	6
6	6	4	5	11	6	4
5	4	6	9	9	19	18
4	11	12	12	9	6	10
3	9	9	10	12	12	13
2	15	16	10	8	11	10
1	12	12	17	17	16	18
<1	5	4	4	5	8	7
davon unter 3 Volt in %	45	45	45	46	52	53

Tab. 4.2.3.2. Spannungen intrakardialer Signale (max. pos. in mV-Intervallen) mit UV-Schreiber und Widerstandsbelastung aufgezeichnet.
n = 91

Spannung/Volt	Belastung KOhm					
	ohne	100	20	10	5	3821 RC
10		1				
9	2	1				
8	5	3	1	1	1	
7	5	3	6	1		
6	5	6	1	3	1	
5	10	9	4	3	2	3
4	10	11	15	10	5	4
3	10	14	15	15	12	15
2	10	8	15	18	21	16
1	21	25	20	25	26	29
<1	13	10	14	15	23	24
davon unter 3 Volt in %	59	63	70	80	90	92

Tab. 4.2.3.3. Spannungen intrakardialer Signale (max. neg. in mV-Intervallen) mit UV-Schreiber und Widerstandsbelastung aufgezeichnet.
n = 91

Spannung/Volt	Belastung KOhm					
	ohne	100	20	10	5	3821 RC
10	14	13	10	9	5	3
9	2	2	3	4	3	3
8	1	3	4	4	3	2
7	4	3	3	2	4	5
6	1	1	1	2	5	5
5	1	1	2	1	1	2
4				1	2	2
3	2	3	1			2
2	2	2	4	4	4	1
1	4	3	3	4	4	6
<1						
davon unter 3 Volt in %	26	26	26	26	26	29

Tab. 4.2.3.4. Spannungen intrakardialer Signale (SS in mV-Intervallen) mit UV-Schreiber und Widerstandsbelastung aufgezeichnet.
Elektrode: IE-85-K-O bei Erstimplantationen.
n = 31

Spannung/Volt	Belastung KOhm					
	ohne	100	20	10	5	3821 RC
10	10	9	8	8	4	2
9		1			2	4
8		1	2		2	
7	1		2	1		2
6	2	2	1	3	1	1
5				1	3	1
4	2	2			1	2
3	2	3	4	3	1	1
2	3	2	2	3	3	3
1			1	1	3	4
< 1						
davon unter 3 Volt in %	25	25	35	35	35	40

Tab. 4.2.3.5. Spannungen intrakardialer Signale (SS in mV-Intervallen) mit UV-Schreiber und Widerstandsbelastung aufgezeichnet.
Elektroden: IE-85-K(10) O bei Erstimplantationen.
n = 20

Spannung/Volt	Belastung KOhm					
	ohne	100	20	10	5	3821 RC
10	5	5	4	3	1	1
9	2	2	2	1	1	1
8	2	1	2	2	2	
7				2		2
6					4	4
5	2	4	3	1	1	1
4	2		1	2	1	
3	1	2	1	1	1	2
2	2	2	3	3	3	3
1				1	2	2
<1						
davon unter 3 Volt in %	19	25	25	31	38	44

Tab. 4.2.3.6. Spannungen intrakardialer Signale (SS in mV-Intervallen) mit UV-Schreiber und Widerstandsbelastung aufgezeichnet.
Elektroden: IE-85-K-0 bei Schrittmacherwechsel
n = 16

während bei der kleineren Elektrode IE 85-K-(10)-O immerhin 40 % unter 3 mV lagen. Bei chronischer Reizschwelle erhöhte sich der Prozentsatz auch bei der großen Elektrode IE-85-K-O auf 44 %.

4.3. Innenwiderstand des "Generators" Herz

An Hand der Leerlaufspannung des EKG und der an den vorgeschalteten Widerständen abfallenden Spannungen lassen sich leicht die "Generatorinnenwiderstände" des Herzens, berechnen. Betrachtet man den Schaltplan zur Ableitung des intrakardialen Elektrogramms (Abb. 4.3.1.), so läßt sich die Formel mit Hilfe der Kirchhoffschen Gesetze und des Ohmschen Gesetzes herleiten:

R_i = Innenwiderstand Herz
R_l = Lastwiderstand
U = Spannung im Leerlauf
U_l = Spannung am Lastwiderstand

Aus: $U_l = J \times R_{Ges.}$ und $R_{Ges.} = \frac{R_i \quad R_l}{R_i + R_l}$

folgt nach Einsetzen und Umrechnung:

$$R_i = R_l \quad (\frac{U}{U_l} - 1)$$

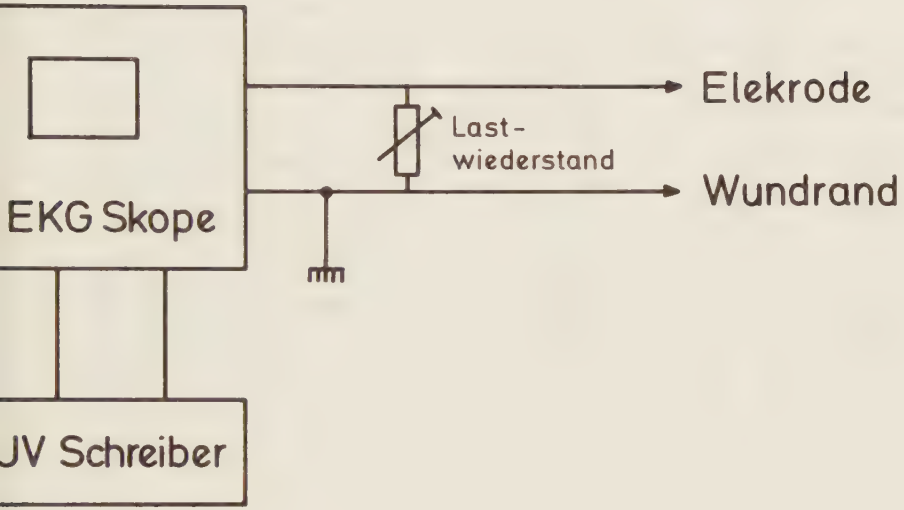


Abb. 4.3.1. Schaltplan zur Impedanzberechnung mittels Lastwiderstand

Die kardialen Innenwiderstände wurden mit Hilfe der Spannungswerte U_1 bei Belastung mit 2,8 K Ω (= 3821 RC-Schaltung), 5 K Ω und 10 K Ω bei 2 Kollektiven, IE-85-K-(10)-0, Reizschwelle akut, n = 20 und IE-85-K-0, Reizschwelle chronisch, n = 16 ermittelt.
Tabelle 4.3.1. zeigt die Mittelwerte der Generatorwiderstände, berechnet aus den einzelnen Spannungen der Kollektive.

Elektrode	Reizschwelle	n	Belastungswiderstände (K Ω) 3821 RC	5	10
IE-85-K(10)0	akut	20	1,88 ± 0,88	2,73 ± 1,56	2,63 ± 1,75
IE-85-K-0	chronisch	16	2,02 ± 1,59	3,02 ± 2,48	3,16 ± 3,14
IE-85-K(10)0	akut	20	1,75	2,59	2,55
IE-85-K-0	chronisch	16	1,81	2,73	2,89

Tab. 4.3.1. Mittelwerte der kardialen Innenwiderstände, berechnet aus den Spannungen der intrakardialen Signale (max. pos. bis max. neg.) zwischen Schrittmacherbett und Elektrode bei Widerstandsbelastung (oben).
Kardiale Innenwiderstände, berechnet aus den Mittelwerten der Spannungen intrakardialer Signale (vgl. Tab. 4.2.1.1.) (unten).

Außerdem sind die aus den Mittelwerten der Spannungen (Tab. 4.2.1.1.) ermittelten kardialen Innenwiderstände dargestellt.
Die Innenwiderstände des Herzens liegen demnach bei 2,5 K Ω und sind bei stärkerer Belastung (d.h. 3821 RC-Schaltung) und grösserer Elektrode bis zu 20 % niedriger und bei geringerer Belastung (d.h. 5 oder 10 K Ω) und kleinerer Elektrode um etwa 10 % höher.

4.4. Vergleich UV-Schreiber und Thermoschreiber

Bei 2 Kollektiven (IE-85-K-O, akut, n = 20 und chronisch n = 10) wurde die prozentuale Abweichung der Mittelwerte der mit beiden Schreibern aufgezeichneten Spannungen vom unbelasteten UV-EKG (= 100 %) ermittelt. Die Werte sind in Tabelle 4.4.1. aufgeführt.
Der konventionelle EKG-Schreiber liefert, bedingt durch seine Trägheit und durch die geringe Schreibbreite, insbesondere bei großen Spannungen (und hohen Frequenzen) fehlerhafte Werte. Durch kleine Eichzacken und die große Strichdicke summieren sich die Fehler bei der Vermessung des EKG. Dennoch liegen die Differenzen zwischen konventionellem EKG-Schreiber und UV-Registriergerät - betrachtet man den unteren, für die Vermeidung des Entranceblock zur Beurteilung entscheidenden Spannungsbereich ($\pm$ 3 mV) - im Rahmen des Vertretbaren (unter 10 %).

4.5. Vergleich der intrakardialen Spannungssignale mit den Meßwerten des ERA2 (Biotronik)

Mit dem Meßgerät ERA2 wurden in 48 Fällen die R-Amplituden bestimmt. Im Vergleich zu den Werten der UV-Aufzeichnungen lagen diese meistens wesentlich höher, dies gilt besonders für den zur Beurteilung wichtigen unteren Spannungsbereich. Eine Korrelation zwischen diesen Werten war nicht festzustellen. Dies gilt sowohl für die maximal positiven bis maximal negativen Ausschläge als auch für die positiven und negativen Ausschläge im Elektrogramm allein:

Elektrode	Reizschwelle	Aufzeichnung	n	Belastungswiderstände (K Ω)									
				ohne		20		10		5		3821 RC	
				mV	%	mV	%	mV	%	mV	%	mV	%
IE-85-K-0	akut	UV-Schreiber	20	8,3	100	7,8	93,9	7,4	89,2	6,5	78,3	6,1	73,5
IE-85-K-0	akut	Thermo-Schreib.	20	10,0	120,5	9,2	110,8	8,3	100	7,3	88,0	6,8	81,9
IE-85-K-0	chronisch	UV-Schreiber	10	8,9	100	7,5	84,3	6,7	75,3	5,6	62,9	5,3	59,6
IE-85-K-0	chronisch	Thermo-Schreib.	10	10,0	112,4	8,3	93,3	7,1	79,4	5,4	60,7	5,0	56,2

Tab. 4.4.1. Spannungen (mV) und relative Spannungsänderungen (%, bezogen auf das jeweils unbelastete UV-EKG) der intrakardialen Signale (max. pos. bis max. neg.) zwischen Schrittmacherbett und Elektrode bei Widerstandsbelastung mit UV-Schreiber und Thermoschreiber aufgezeichnet.

In 22 Fällen lagen die EKG-Messungen (SS) unter 5 mV, während die mit dem ERA2 Gerät gemessenen Werte davon um durchschnittlich 6 mV differierten.

Auch die Analyse der Differenzen zwischen ERA2 - Meßwerten und den maximal positiven und maximal negativen Ausschlägen im UV-EKG im 5 mV Bereich zeigte Meßabweichungen von im Durchschnitt 7,6 mV.

5. DISKUSSION

Die Wichtigkeit der Aufzeichnung eines intrakardialen Elektrogramms bei Schrittmacheroperationen wurde schon sehr früh erkannt. Zunächst zog man es zur Beurteilung der Elektrodenlage und ihrer Stabilität heran, um Fehlplazierungen von Elektroden in Coronarvenen zu vermeiden (8, 10). EVANS (8) weist zum Beispiel auf die charakteristische ST-Segment-Elevation im EKG bei Lage der Elektrode im rechten Ventrikel hin; dieses Phänomen fehlt bei Plazierung der Elektrode in der Coronarvene. Darüber hinaus versuchte man, durch Vermessen der QRS-Komplexe im intrakardialen Elektrogramm die vom Herzen gebildeten Potentiale quantitativ zu erfassen, um durch Implantation von Schrittmachern mit entsprechender QRS-Empfindlichkeit das Risiko eines Entranceblock auszuschalten (43). Dem im Prinzip richtigen Gedanken wurde aber häufig unter falschen Voraussetzungen nachgegangen: Das Elektrogramm wurde nicht so abgeleitet, wie der Schrittmacher es empfängt, zwischen Schrittmacherbett und Elektrodenspitze, sondern in allen möglichen Variationen (1, 2, 8, 11, 12, 17, 18, 22).
Für die Form der aufgezeichneten kardialen Aktionspotentiale, die sich aus der zeitlichen und räumlichen Summe aller Herzmuskelpotentiale zusammensetzen, ist ebenso wie bei dem Oberflächen-EKG (Brustwand und/oder Extremitätenableitungen) auch im intrakardialen Elektrogramm die Anordnung der Elektroden von Bedeutung. PRESTON schreibt da-

zu (30):

"The position of the anode is not critical for sensing, although mean amplitude of sensed signal is less when the anode is on the anterior chest wall".

IRNICH (21) dagegen mißt dem Problem der Elektrodenlage, ebenso wie wir, erhebliche Bedeutung bei. Er vergleicht intrakardiale unipolare Vorhof-Elektrogramme bei einer Hakenelektrode, wobei einmal die indifferente Elektrode links vom Vorhof etwa im 3. Intercostalraum, 3 cm pasternal lag und zum anderen Mal am rechten Oberarm befestigt war,und kommt schließlich zu der Schlußfolgerung:

"Die Lage der indifferenten Elektrode kann die Signalform zum Teil erheblich beeinflussen".

Im Gegensatz zu unipolaren Ableitungen sind die Spannungen bei bipolaren Ableitungen geringer. BAROLD und GAIDULA (2) erklären dieses Phänomen dadurch, daß der Schrittmacher bei einem bipolaren System als QRS-Signal die Potentialdifferenz zwischen beiden intrakardialen Elektroden empfängt.

"In Fig. 3 unipolar electrograms from the tip and proximal electrodes of the catheter measure over 3 mv while the bipolar voltage ranges from 1,4 to 1,8 mv due to respiratory variation".

CHATTERJEE (5) dazu:"We obtained a greater potential with a unipolar than with a bipolar electrode."

Bei Auftreten eines Entranceblock bei bipolarer Stimulation wurde deshalb empfohlen auf unipolare Stimulation überzugehen (2). Das Problem des Entranceblock stellt sich insbesondere

auch nach Myokardinfarkten, da hier niedrigere intrakardiale Potentiale auftreten, die den Schrittmacher zuweilen nicht zu inhibieren vermögen (5). Diese Gesichtspunkte verdeutlichen die Wichtigkeit von exakten Messungen der intrakardialen Potentiale vor der Schrittmacherimplantation.
In den letzten Jahren sind sehr viele Untersuchungen über das Spannungsverhalten intrakardialer Signale angestellt worden. Hierbei wurde jedoch in allen uns bekannten Fällen mit hochempfindlichen Meßgeräten hoher Impedanz gearbeitet. Man berücksichtigte dabei jedoch nicht, daß Herzschrittmacher einen wesentlich geringeren Eingangsinnenwiderstand haben als die verwendeten Meßgeräte. Untersuchungen von SCHMITT, ELLRINGMANN (36) an 25 gebräuchlichen Schrittmachertypen ergaben, daß die Innenwiderstände ihrer Eingangskreise zwischen 2,8 K Ω (DEVICES 3821 RC) und 23 K Ω (ARCO Li 4D und CORDIS 17107) liegen. Die kardialen Signale werden durch den niedrigen Eingangsinnenwiderstand eines Schrittmachers verkleinert und verformt; das heißt: Je kleiner der Widerstand ist, um so mehr bricht die an ihm liegende Spannung zusammen. Auf dieses Problem hat GEDDES (16) in seinen Untersuchungen des EKG am Kaninchen hingewiesen:
"As the input impedance was lowered (by placing successively lower values of resistance across the amplifier input terminals) the loss in amplitude and the alteration in waveform of the P-QRS-T waves and square pulses are clearly apparent".
Zur Unterdrückung von Störsignalen sind in die Eingangsschaltungen der Schrittmacher Filter eingebaut, die ebenfalls

eine Veränderung bzw. Verformung des den Schrittmacher steuernden kardialen Signals bedingen.

Diese verschiedenen Aspekte machen deutlich, warum es möglich war, daß trotz hoher Spannungen im unbelastet gemessenen intrakardialen Elektrogramm Entranceblock-Bilder, d.h. Steuerungsausfälle des Schrittmachers, auftreten konnten (34, 44). FURMAN und Mitarbeiter versuchten dem Problem der Schrittmachersteuerung und des Entranceblock durch Vermessung des intrakardialen, unipolar abgeleiteten Elektrogramms und Berechnung der Spannungsänderung pro Zeit ("slew rate") auf die Spur zu kommen. Dabei wird als Richtlinie bei der Implantation eines Schrittmachers ein intrakardiales Elektrogramm mit charakteristischer ST-Segment-Anhebung, eine dem QRS-Komplex des Standard-Elektrokardiogramms entsprechende Amplitude von mehr als 5 mV sowie eine "slew rate" von mehr als 1.0 mV/ms gefordert (11). Auch hier wurde wie bei anderen ähnlichen Untersuchungen (12, 18) nicht bedacht, daß die Schrittmacher gegenüber den verwendeten Meßgeräten einen wesentlich niedrigeren Eingangsinnenwiderstand haben, und daß dadurch eine wesentliche Veränderung der Spannung und auch der Bandbreite der kardialen Signale resultiert. Diese Dämpf- und und Frequenzveränderung bedingt eine Änderung der Steilheit der Spannungssignale (39), das heißt der "slew rate", so daß die Ergebnisse dieser Untersuchungen angezweifelt werden müssen.

Auf die Notwendigkeit, daß bei der Ableitung intrakardialer Elektrogramme zur Beurteilung der den Schrittmacher steuernden Spannungen unbedingt eine Anpassung des Meßgerätewiderstands an den Eingangsinnenwiderstand des Schrittmachers zu fordern ist, wies NORMAN (28) sowie SCHORN (41) hin. Beide vertreten ebenso wie wir die Notwendigkeit der Ableitung des EKG im Schrittmacherbett. SCHORN (41): "Das intrakardial über die Schrittmacherelektrode und die Schrittmachertasche abgeleitete EKG gibt eine ausreichend gute Darstellung des vom Demand-Schrittmacher zu verarbeitenden Triggersignals. Diese Darstellung erlaubt eine quantitative Beurteilung der Triggersicherheit".

Bislang lagen keine Ergebnisse von Untersuchungen vor, die die Bedingungen der Ableitung und der Widerstandsanpassung erfüllten. Darüber hinaus glauben wir gezeigt zu haben, daß intrakardiale Signale bei kleinköpfigen Elektroden unter Last kleiner werden und bei längerer Laufzeit ebenfalls abnehmen. Es zeigte sich, daß je kleiner die leitende Oberfläche einer Elektrode ist, der Spannungsabfall unter Lastbedingungen umso größer ist.
Es erscheint riskant, die Elektrodenoberflächen in Zukunft weiter zu verkleinern, um bei der Stimulation Energie einzusparen, da sich die Gefahr, daß der Schrittmacher durch zu kleine Spannungssignale nicht mehr gesteuert werden kann, beträchtlich erhöht. Hinzu kommt die höhere Wahrscheinlichkeit, daß die kleinere Elektrode bei Fortschreiten einer degenerativen Herzerkrankung an einem ungeeigneten Ort liegt.

Im übrigen besteht bei den jetzt vorhandenen Energiequellen und den weniger energieverbrauchenden Schaltungen die Notwendigkeit der Energieeinsparung nicht mehr in dem Maße wie früher.

Die Wichtigkeit der Messung intrakardialer Spannungssignale bei Schrittmacheroperationen unter Lastbedingungen wird dadurch unterstrichen, daß gegenüber unbelasteten Elektrogrammen - hier lagen etwa 1/4 aller Meßwerte unter der zur Steuerung des Schrittmachers kritischen Schwelle von 3 mV - bei Belastung mit der Schaltung eines 3821-RC Devices-Schrittmachers immerhin mehr als 1/3 aller Werte unter 3 mV lagen.

Unsere Untersuchungen befaßten sich nur mit den intrakardial abgeleiteten Spitzenspannungen. Weiterführende Analysen des Frequenzverhaltens kardialer Signale wären insofern interessant, als dadurch wichtige Hinweise zur Optimierung der Eingangsfilter des Herzschrittmachers zur Unterdrückung von Störsignalen erbracht werden könnten. Die Störanfälligkeit von Herzschrittmachern verstärkt sich nämlich zwangsläufig, wenn im Interesse einer Prophylaxe des Entranceblock die Eingangsinnenwiderstände an die kardialen Signale angepaßt werden, wobei durch die Erhöhung des Widerstands gleichzeitig die Empfindlichkeit des Herzschrittmachers auch gegenüber Störsignalen zunimmt.

Aus unserem Versuchsaufbau konnte der Generatorwiderstand

des Herzens berechnet werden. Er liegt bei 2,5 K Ω .
Daraus ergibt sich, daß der Leitungswiderstand der gebräuchlichen Elektroden, der um eine Zehnerpotenz niedriger ist, für den Empfang nicht so relevant ist wie für die Stimulation. Es ist allerdings ratsam, den Zuleitungswiderstand für die Stimulation klein zu halten, da dieser im gleichen Größenbereich liegt.

Die Messung intrakardialer Spannungssignale mit dem ERA2 ist nicht ratsam, da seine Werte nicht mit den exakt gemessenen übereinstimmen. Zur Beurteilung des Thermoschreibers gegenüber dem UV-Schreiber läßt sich folgendes feststellen:
Der Fehler, der bei der Aufzeichnung intrakardialer Elektrogramme mit dem wesentlich trägeren und mit größerer Strichdicke aufzeichnenden Thermoschreiber auftritt, ist im niedrigen und wichtigeren Spannungsbereich tolerabel, so daß im klinischen Bereich mit ihm gearbeitet werden kann. Wegen seiner größeren Exaktheit sollte allerdings bei wissenschaftlichen Untersuchungen der UV-Schreiber verwendet werden.

5. ZUSAMMENFASSUNG

1. Zur Beurteilung der den Schrittmacher steuernden Spannungssignale müssen im Interesse einer Prophylaxe des Entranceblock folgende Voraussetzungen erfüllt sein:
   a) Das intrakardiale Elektrogramm muß zwischen Schrittmacherbett und intrakavitärer Schrittmacherelektrode abgeleitet werden.
   b) Es müssen bei der Aufzeichnung des EKG Widerstände parallelgeschaltet werden, die den Eingangsinnenwiderständen der zu implantierenden Schrittmacher entsprechen.

2. Die Untersuchungen zeigten, daß die Spannungswerte erheblich streuen. Daraus ergibt sich die Notwendigkeit, für jede Patientenelektrode die Messung der individuellen intrakardialen Signale durchzuführen.

3. Je kleiner die leitende Oberfläche einer Elektrode ist, um so kleiner sind auch die abgeleiteten intrakardialen Spannungen unter Lastbedingungen.

4. Bei längerer Laufzeit einer kleinköpfigen Elektrode nehmen die Spannungen der intrakardialen Signale unter Lastbedingungen ebenfalls ab.

5. Eine weitere Verkleinerung der Elektrodenoberflächen erscheint wegen der Gefahr des Entranceblock nicht sinnvoll.

6. Eingangsinnenwiderstände oder Eingangsempfindlichkeiten der Schrittmacher müssen an das kardiale Spannungssignal angepaßt werden. Untersuchungen über das Frequenzverhalten kardialer Signale sind angebracht, um eine erhöhte Störanfälligkeit der Schrittmacher durch Optimierung der Eingangsfilter zu verhindern.

7. Der Generatorwiderstand des Herzens konnte berechnet werden. Er liegt bei 2,5 K Ω. Angesichts dessen ist der Leitungswiderstand gebräuchlicher Elektroden in bezug auf das Sensing-Problem weniger relevant.

8. Der Gebrauch des ERA2 zur Messung kardialer Spannungssignale ist nicht sinnvoll. Die Werte weichen erheblich von den anhand der EKG errechneten Spannungen ab.

9. Der Thermoschreiber kann zur Aufzeichnung intrakavitärer Elektrogramme weiterhin benutzt werden. Für den klinischen Bereich ist seine Fehlerbreite tolerabel. Bei wissenschaftlichen Untersuchungen sollte der aufwendigere, aber exaktere UV-Schreiber benutzt werden.

7. LITERATURVERZEICHNIS

1. BAROLD, S.S., GAIDULA, J.J.:
Evaluation of normal and abnormal sensing functions of demand pacemakers.
Am. J. Cardiol. 28 (1971) 201-210

2. BAROLD, S.S., GAIDULA, J.J.:
Failure of demand pacemaker from low-voltage bipolar ventricular electrograms.
J. Am. med. Ass. 215 (1971) 923-926

3. BECKER, E.:
Das intrakardiale EKG-Potential bei der Herzschrittmachertherapie.
Rundschrift Ing. Büro Becker, Nov. 1975

4. CHARDACK, W.M., GAGE, A.A., GREATBATCH, W.:
A transistorized, self-contained, implantable pacemaker for the long-term correction of the complete heart block.
Surgery 48 (1960) 643

5. CHATTERJEE, K., SUTTON, R. u. J.G. DAVIES:
Low intracardiac potentials in myocardial infarction as a cause of failure of inhibition of demand pacemakers.
Lancet 1 (1968) 511

6. ELLRINGMANN, U., SCHMITT, C.-G.:
Durchleuchtungszeiten bei der Implantation transvenöser Elektroden zur permanenten Schrittmacherstimulation des Herzens.
Thoraxchirg. 25, 2 (1977) 88-93

7. ELMQUIST, R., SENNING, A.:
An implantable pacemaker for the heart.
Proc. second int. Conf. med. Electr. Paris (1960) 253

8. EVANS, G.L., GLASSER, M.A.J.S.P.:
Intracavitary electrocardiography as a guide to pacemaker positioning.
J. Am. med. Ass. 216 (1971) 483-485

9. FOLKMAN, M.J., WATKINS, E.:
Artificial conduction system for management of experimental complete heart-block.
Surg. Forum 8 (1958) 331

10. FURMAN, S., ESCHER, D.J.W.:
Principles and techniques of cardiac pacing.
Harper and Row, New York - Evanston - London (1. Aufl.) (1970)

11. FURMAN, S., HURZELER, PH. u. V. de CAPRIO:
The ventricular electrogram and pacemaker sensing.
J. thorac. cardiovasc. Surg. 73 (1977) 258-266

12. FURMAN, S., HURZELER, PH. u. V. de CAPRIO:
The endocardial electrogram and pacemaker sensing
In: Watanabe, Y. (Hrsg.): Cardiac pacing, Excerpta Medica,Amsterdam - Oxford 1977

13. FURMAN, S., ROBINSON, G.:
The use of an intracardiac pacemaker in the correction of the total heart-block.
Surg. Forum 9 (1958) 245

14. FURMAN, S., ROBINSON, G.:
Stimulation of the ventricular endocardial surface in control of the complete heart-block.
Ann. Surg. 150 (1959) 841

15. FURMAN, S., SCHWEDEL, J.B.:
An intracardiac pacemaker for Stokes-Adams seizures.
New Engl. J. Med. 261 (1959) 943

16. GEDDES, L.A.:
Waveform distortion due to loading in electrodes and the measurement of bioelectric events.
Wiley Interscience, New York - London - Sidney (1972)

17. GORDON, A.J., VAGUEIRO, M.C. u. S.S. BAROLD:
Endocardial electrograms from pacemaker catheters.
Circulation 38 (1968) 82-89

18. HURZELER, PH., CAPRIO de, V. u. S. FURMAN:
Endocardial electrograms and pacemaker sensing.
Med. Instrum. 10, 4 (1976) 178-182

19. HYMAN, A.S.:
Resuscitation of the stopped heart by intracardiac therapy.
Arch. Int. Med. 46 (1930) 553

20. HYMAN, A.S.:
Resuscitation of the stopped heart by intracardiac therapy. II. Experimental use of an artificial pacemaker.
Arch. Int. Med. 50 (1932) 283

21. IRNICH, W.:
Elektrotherapie des Herzens - physiologische und biotechnische Aspekte.
Fachverlag Schiele & Schön, Berlin, 1976

22. KRABB, H.-J.:
Das intrakardiale EKG im Rahmen der permanenten Schrittmacherimplantation.
Thoraxchirg. 23 (1975) 567-573

23. LAGERGREN, H., JOHANSSON, L.:
Intracardiac stimulation for complete heart-block.
Acta Chir. Scand. 125 (1963) 562

24. LAMPADIUS, M.S., PRÄUER, H.W., WERBER, K. u. A. WIRTZFELD:
Herzschrittmacher-Implantationsprotokoll, Überwachung von Schrittmacher-Funktion und -Lebensdauer.
Fortschritte der Medizin 94, 32 (1976) 1852-1857

25. LAMPADIUS, M.S.:
Tendenzen der Schrittmacherentwicklung.
Pacemaker Digest Nr. 10 Lehmann, Forsbach (1976) 41 - 59

26. LOWN, B., KOSOWSKY, B.D.:
Die Schrittmachertherapie.
Übersetzung aus:
New Engl. J. Med. 283 N° 17, 18, 19 (1970)

27. NEVILLE, J., MILLAR, K., KELLER, W., ABILDSKOV, J.A.:
An implantable demand pacemaker.
Clin. Res. 14 (1966) 256

28. NORMAN, J.:
The Right Ventricular Electrogram in Demand Pacing of the Heart.
J. cardiovasc. Techn. 17 (1975) 19-23

29. PARSONNET, V., ZUCKER, I.R., GILBERT, L., MYERS, G.H.:
Clinical use of an implantable stand by pacemaker.
J. Am. med. Ass. 196 (1966) 784

30. PRESTON, T.A.:
Influence of electrode positions on pacing threshold and sensed signals.
In: Watanabe, Y. (Hrsg.): Cardiac pacing, Excerpta Medica,Amsterdam - Oxford (1977)

31. SCHMITT, C.-G.:
Erforderliche Meßtechniken zur Schrittmacherimplantation.
Pacemaker Digest Nr. 12 Lehmann, Forsbach (1977) 11

32. SCHMITT, C.-G.:
Meßtechnik bei der Schrittmacherimplantation.
Zschr. Allgem. Med. 53 (1977) 43

33. SCHMITT, C.-G., ELLRINGMANN, U.:
Meß- und Therapiegerätekombination zur Schrittmacherimplantation.
Biomed. Techn. 22 (1977) 179-181

34. SCHMITT, C.-G., ELLRINGMANN, U.:
Zur Vermeidung des Entranceblock bei On-Demand-Herzschrittmachern.
Dt. med. Wschr. 101 (1976) 345

35. SCHMITT, C.-G., ELLRINGMANN, U.:
Bedenkliche Erfahrungen mit den Devices Herzschrittmachern.
Dt. med. Wschr. 101 (1976) 1072

36. SCHMITT, C.-G., ELLRINGMANN, U.:
Die Bedeutung des Eingangsinnenwiderstandes von QRS-gesteuerten Herzschrittmachern.
Thoraxchirg. 25 (1977) 36

37. SCHMITT, C.-G., ELLRINGMANN, U., RINGK, G., KEMPKES, U., KÖLLMER, B.:
Das Verhalten intrakardialer Spannungssignale bei Belastung mit Widerständen.
Herz/Kreisl. 9, 13 (1977) 776-782

38. SCHMITT, C.-G., ELLRINGMANN, U., RINGK, G., KÖTHER, J.:
Über das Verhalten des Stimulationswiderstandes bei Herzschrittmacherimplantationen.
Zschr. Kreislaufforschung(Teil einer Multizentrenstudie)

39. SCHMITT, C.-G., ZELDER, O. u. M. FISCHER:
Erfahrungen mit permanenten Herzschrittmachern.
Zbl. chirg. 99 (1974) 1521-1526

40. SCHWEDEL, J.B., ESCHER, D.J.W.:
Transvenous electrical stimulation of the heart. I.
Ann. N.Y. Acad. Sci. 111 (1964) 972

41. SCHORN, A.:
Intrakardiales EKG QRS-sensing.
Pacemaker Digest Nr. 10 Lehmann, Forsbach (1976) 17-25

42. SPÄTH, G.: Die Bedeutung des intrakardialen EKG zur Beurteilung der Elektrodenkatheterlage.
Vortrag anläßlich der 7. gemeinsamen Tagung der Deutschen und Österreichischen Gemeinschaft für internistische Intensivmedizin.
Gießen 8. - 11. Oktober 1975

43. STAUCH, M.:
Die elektrophysiologischen Voraussetzungen des ventrikel-gesteuerten Herzschrittmachers.
Thoraxchirg. 15 (1967) 613-617

44. VERA, Z., MASON, D.T., AWAN, N.A., HILLARD, H. u. R.A. MASSUMI: Lack of sensing by demand pacemakers due to intraventricular conduction defects.
Circulation 51 (1975) 815-822

45. ZOLL, P.M.:
Resuscitation of the heart in ventricular standstill by external electric stimulation.
New Engl. J. Med. 247 (1952) 768

Ergänzung:

1. Bedienungsanleitung des Alarmschreibers Hellige 2180 9606 (auf Anforderung bei der Fa. Hellige erhältlich)

2. Bedienungsanleitung des Helcograph 7-203, Honeywell Visicorder 4408 A, (auf Anforderung bei der Fa. Hellige erhältlich).

Für die hilfsbereite Unterstützung bei der Durchführung des Meßprogramms bei den Schrittmacheroperationen und für wertvolle Anregungen bei der Auswertung und der Zusammenstellung der Dissertation, möchte ich mich bei Herrn Dr. med. C.G. Schmitt und Herrn Dr. med. U. Ellringmann herzlich bedanken.

LEBENSLAUF

Am 27. November 1953 wurde ich, Ulrich Kempkes, als zweiter Sohn des Zahnarztes Dr. Günter Kempkes und seiner Ehefrau Anni, geborene Dreher, in Mülheim / Ruhr geboren.

Nach Besuch der Volksschule und des Gymnasiums legte ich am 26. Mai 1972 mein Abitur am Städtischen mathematisch-naturwissenschaftlichen und neusprachlichen Gymnasium in Mülheim/ Ruhr ab.

Ich begann mein Studium der Zahnmedizin im Wintersemester 1972/73 an der Justus Liebig Universität Gießen, absolvierte am 28. September 1973 die naturwissenschaftliche Vorprüfung und wechselte zum Sommersemester 1974 meinen Studienplatz nach Marburg, wo ich am 14. März 1975 die zahnärztliche Vorprüfung bestand.

Im Wintersemester 1977/78 meldete ich mich zum zahnmedizinischen Staatsexamen an der Universität Marburg, das ich am 14. August 1978 bestand.

Meine akademischen Lehrer waren die Herren Professoren und Dozenten:

in Gießen: Brück, Duncker, Herrmann, Hoppe, Horn, Keil, Oehmke, Oksche, Pfütz, Seebach

in Marburg: Ahrens, Amon, Aziz, Baltzer, Bernhardt, Bode, Castenholz, Dennhardt, Eißner, Fuhrmann, Gallwitz, Golenhofen, Haberich, Hennis, Hering, Karlson, Klötzer, Koransky, Lange, Lehmann, Maroske, Netter, Niemeyer, Petry, Priebe, Rupec, Schachtschabel, Schienbein, Schiff, Schmidt, Schmitz-Moormann, Wesemann